Messungen zur Ermittlung des Verhaltens von Schnellen Elektronen verschiedener Energien bei Bestrahlung eines menschlichen Knochens

INAUGURALDISSERTATION

zur Erlangung der Doktorwürde der

HOHEN MEDIZINISCHEN FAKULTÄT
DER UNIVERSITÄT DES SAARLANDES

vorgelegt von

Rudolf Kiefer

Saarbrücken
1973

Aus der Strahlenklinik der Universität des Saarlandes
(Direktor: Professor Dr. med. Sommer)

MESSUNGEN ZUR ERMITTLUNG DES VERHALTENS VON SCHNELLEN ELEKTRONEN VERSCHIEDENER ENERGIEN BEI BESTRAHLUNG EINES MENSCHLICHEN KNOCHENS.

I N A U G U R A L D I S S E R T A T I O N
zur Erlangung der Doktorwürde der
HOHEN MEDIZINISCHEN FAKULTÄT DER
UNIVERSITÄT DES SAARLANDES

1 9 7 2

vorgelegt von
Rudolf K i e f e r
geb. am 8. 1. 1943 in Püttlingen

Dekan: Professor Dr. med. Kulenkampff

Referent: Professor Dr. med. Sommer

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

Die mündliche Prüfung hat am 17.1.73 stattgefunden.

INHALTSVERZEICHNIS

		Seite
Einleitung		3
Literaturrückblick		6
Methodik		12
Ergebnisse		15
Diskussion		19
Zusammenfassung		21
Tabellen	1 - 8	
Abbildungen	1 - 7	
Literaturverzeichnis		22

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41542718_0040

E I N L E I T U N G

Das erste Betatron wurde 1940 von KERST in Chicago, fußend auf den Entwicklungsarbeiten von WIDEROE und STEENBECK gebaut. Wenig später folgte ihm GUND mit einem ähnlichen Gerät kleinerer Dimension, das bereits Ende der 40er Jahre in Göttingen zum faktischen Ausgangspunkt der Therapie mit schnellen Elektronen wurde (BODE et al., 1950).

Zunächst wurde die Anwendung schneller Elektronen zur Tiefentherapie von GUND nach theoretischen Erwägungen - und nach mehrjähriger klinischer Erprobung auch von ZATZ, v. ESSEN und KAPLAN - als ungünstig beurteilt. SCHUMACHER berichtete dann jedoch von einer besonders erfolgreichen Anwendung von 35 MeV-Elektronen bei Bronchial- und Ösophaguscarcinomen unter hohen Einzeldosen und zwar mit besseren Ergebnissen, als unter üblicher Behandlung mit Photonenstrahlung mit Einzeldosen von täglich 200 bis 300 rd und 6000 rd Gesamtdosis. Die Gründe für eine mögliche Überlegenheit der Elektronentherapie wurden vor allem in einer günstigeren biologischen Wirkung gesehen. Untersuchungen in vitro mit Hela-Zellen unter sonst konstanten Bedingun-

gen in verschiedenen Phantomtiefen ergaben jedoch keine Zunahme der biologischen Wirkung schneller Elektronen. Eine größere Tumorselektivität bei Anwendung schneller Elektronen gegenüber Photonen konnte aufgrund des Unterschiedes in der Erholungsfähigkeit zwischen Tumorzellen und gesundem Gewebe in vivo bei den weniger dicht ionisierenden schnellen Elektronen erwartet werden.

Die Erwartung einer günstigeren Tumorselektivität schneller Elektronen war u. a. ein wesentlicher Grund zur Entwicklung des 42 MeV-Betatrons zur Elektronentiefentherapie durch die SIEMENS AG.

BREITLING und VOGEL führten Untersuchungen über die Dosisverteilung bei der Bestrahlung inhomogener Medien mit schnellen Elektronen durch. Sie kamen zu dem Schluß, daß ihre Meßergebnisse gegen eine Anwendung schneller Elektronen zur Tiefentherapie sprächen, da in größerer Gewebstiefe praktisch immer Inhomogenitäten im Bestrahlungsfeld lägen und dadurch die veränderten Streu- und Absorptionsverhältnisse, insbesondere wenn komplizierte Knochenformen vorlä-

gen, nicht vollständig zu erfassen und zu überblicken seien. Zudem seien, so führten die Autoren weiter aus, die Integraldosen bei der Berücksichtigung der Inhomogenitäten nur in Sonderfällen günstiger als bei Anwendung ultraharter Röntgenstrahlen.

Besondere Beachtung erfordern die Tiefendosisänderungen von schnellen Elektronen bei der Bestrahlung von Knochensubstanz, einer Substanz mit wesentlich höherer Dichte und Ordnungszahl als z. B. Muskel-, Fett- oder Bindegewebe. Solche durch eine Penetration von Knochenschichten hervorgerufenen Tiefendosisänderungen sind sowohl für einfache geometrische Verhältnisse, als auch für bestimmte Knochen näher bestimmt worden.

Eine Durchstrahlung von Knochenmaterial geringer Dicke führt bereits zu einer nicht unerheblichen Verkürzung der Reichweite der Elektronen und damit der Tiefenlage des Dosismaximums. Ferner kommt es an der Grenzfläche Muskel - Knochen zu einer erheblichen Zunahme der Elektronenstreuung, die in Form

der Rückstreuung besonders in größerer Gewebstiefe oder unter besonderen Verhältnissen wie z. B. Gaseinschlüsse oder Oberflächenkrümmung zu unerwünschten lokalen Dosiserhöhungen führen kann (BREITLING, 1957, VOGEL, 1969).

LITERATURRÜCKBLICK

Viele Autoren haben das Verhalten der Elektronen bei Knochendurchstrahlung untersucht. Dabei fällt besonders die Vielfalt des Phantommaterials auf. SPIERS machte zur Grundlage seiner theoretischen Studien eine Knochendichte von 1,85 g/cm^3, die er mit "blocks of plaster of Paris" verifizierte.

Auf der anderen Seite gebrauchten HAAS und SANDBERG, DUTREIX und Mitarbeiter, KROKOWSKI und STEWART Phantommaterial wie Tierknochen, gepreßtes Tierknochenmehl und synthetische Knochen. LOBODZIEC benutzte Aluminiumplatten, WACHSMANN einen Brei aus Calciumphosphat.

Tierknochen hat sich von höherer Dichte erwiesen als menschlicher Knochen. Nach Arbeiten von DEBOIS u. de ROO zeigt die Knochendichte menschlicher Knochen dabei folgende Variationen:

Knochen	(gesamt)	: 1,13 - 1,65 g/cm^3
Compacta		: 1,47 - 2,10 g/cm^3
Spongiosa		: 1,09 - 1,25 g/cm^3

Im Rahmen einer Untersuchung über die Auswirkungen der Bestrahlung von Tumoren des zentralen Nervensystems mit schnellen Elektronen prüften erstmals K. WERNER und C. B. v. d. DECKEN, inwieweit die Dosiskurve durch den Knochen der Schädelkalotte verändert wird. Sie zeigten, daß die Reichweite der Elektronen durch den Knochen verkleinert wird und der Dosisabfall etwa 6 mm früher beginnt. Bei Messungen im Sacralkanal, wobei von dorsal her schnelle Elektronen eingestrahlt wurden, fanden sich keine Dosisunterschiede unabhängig davon, ob die Messungen mit oder ohne Wirbelkörper durchgeführt wurden. Die Absorption durch die Dornfortsätze beeinflußte wider

Erwarten die Dosis im Wirbelkanal nicht.

Bei der Behandlung maligner Nebenhöhlengeschwülste untersuchten W. SCHWAB, K. WERNER und H. KAESS die Dosisverteilung im Oberkiefer. Sie legten parallel zur Deutschen Horizontale einen Schnitt durch einen menschlichen Schädel in Höhe der Kieferhöhlen und bestimmten photometrisch die Dosisverteilung. Die Meßergebnisse zeigten eine Änderung des Isodosenbildes durch die Verkürzung der Reichweite und die verstärkte Streuung der Elektronen im Knochen.

Aus den Messungen geht hervor, daß mit schnellen Elektronen eines 15 MeV-Betatrons der Oberkiefer optimal bestrahlt werden kann.

MAAS, GLEN und SANDBERG durchstrahlten 5 mm und 10 mm dicke Knochen mit einer Elektronenenergie von 13,1 und 17,8 MeV. Dabei verwendeten sie selbstbereitetes und unter hohem Druck gepreßtes Knochenmehl. Sie fanden in Abhängigkeit von der Dicke des Knochens eine einfache Abnahme der Penetration. Bei den 5 mm dicken Knochen verkürzte sich die Reich-

weite der Elektronen um 3 mm, bei den 1o mm dicken Knochen um 6 mm. Diese verminderte Eindringtiefe ist bei der Therapie zu berücksichtigen. Weiterhin stellten die Autoren besonders hinter der dicken Knochenschicht eine Dosiserhöhung (build-up) fest und führten darauf manche unerwarteten Gewebsreaktionen zurück. Die Dosisverteilung in unmittelbarer Nähe des Knochens konnte nicht untersucht werden, da die Messungen erst in einer Distanz von 5 mm durchgeführt werden konnten.

B. MARKUS untersuchte die verkürzte Reichweite der schnellen Elektronen bei interponierten ausgedehnten Schichten von Schwefel, den er als knochenäquivalentes Material benutzte.

W. POHLIT führte experimentelle Untersuchungen darüber durch, wie sich die Tiefendosiskurve schneller Elektronen von 25 MeV im Gewebe (Wasser) durch eingelagerte Schichten von Graphit als knochenäquivalentes Material sowie durch Holzschichten als lungenäquivalentes Material verändert. Es wurde festgestellt, daß durch den "eingelagerten Knochen" eine

Verschiebung des abfallenden Teils der Tiefendosiskurve zur Oberfläche, während für "Lungengewebe" eine Verschiebung in die Tiefe eintritt. Der Autor gab dafür ein außerordentlich einfaches Berechnungsverfahren an, mit Hilfe dessen der Dosisverlauf auch bei Berücksichtigung dieser Gewebsarten für "jeden in der Praxis vorkommenden Fall" ermittelt werden könne. BREITLING und VOGEL widersprachen dieser Ansicht: Zwar genüge der verwendete Graphit hinsichtlich der Dichte den Anforderungen, aber die höhere Streuung des Knochens werde nicht berücksichtigt. Die von POHLIT angegebene Formel stelle eine Simplifizierung der wahren Verhältnisse dar und gebe unter Umständen zu bedenklichen Fehlschlüssen Anlaß.

LOEVINGER, KARZMARK und WEISSBLUTH untersuchten die Abhängigkeit des Tiefendosisverlaufs von zylindrischen Hohlräumen bei einer Elektronenenergie von 20 MeV. Sie stellten im Hohlraum und dahinter eine deutliche Dosiserhöhung fest. Diese war um so aus-

geprägter, je näher sich der Hohlraum an der Oberfläche befand.

Die schon oben erwähnten Autoren BREITLING und VOGEL untersuchten ebenfalls die Dosisverteilung bei Elektronenbestrahlung inhomogener Medien. Sie fanden, daß es bei der Durchstrahlung inhomogener Medien zu einer starken Belastung leichten, niederatomigen Gewebes infolge der vermehrten Elektronenstreuung durch benachbartes schwereres, höheratomiges kommt, bei gleichzeitiger Dosisverminderung in den Randschichten des dichten, hochatomigen Mediums. Die daraus resultierenden Dosisunterschiede bleiben hinter den Grenzflächen, praktisch bis zum Ende der Reichweite hin, erhalten. Hinter einer in weiches Gewebe eingelagerten begrenzten Knochenschicht, gewissermaßen im Knochenschatten, ist die Dosis besonders stark herabgesetzt. Umgekehrt tritt hinter Hohlräumen eine Dosisspitze auf, die in ungünstigen Fällen den doppelten Wert gegenüber der Umgebung annehmen kann. Die Hohlräume wirken für die schnellen Elektronen gleichsam wie Brenngläser. Insgesamt sind tiefergelegene Inhomogenitäten hinsichtlich

der Dosisverteilung weniger störend als oberflächennahe.

F. UNNEWEHR und H. ZEH führten Messungen an sechs Leichen am Betatron mit 17 MeV-Elektronen durch. Während die Isodosen an der Oberfläche, an der Körperrückseite und unter dem Sternum annähernd linear verliefen, zeigten Messungen unter den Rippen des seitlichen Thorax größere Schwankungen, wesentlich bedingt durch die starke Krümmung der Rippenknochen. Es wird auf die Problematik von Messungen mit Phantomen hingewiesen, die den anatomischen Verhältnissen nur annähernd entsprächen.

Ziel der vorliegenden Arbeit war, Aufschluß zu erhalten über den Verlauf von Tiefendosiskurven bei unterschiedlicher Tiefenlage des Knochens und unterschiedlichen Elektronenenergien. Es wurden vor allem Messungen mit höheren Energien durchgeführt, weil sich hierüber in der Literatur wenige Angaben finden.

M E T H O D I K

Für die Messungen stand das 42 MeV-Betatron der SIEMENS-REINIGER-Werke, Erlangen, zur Verfügung. Als Meßkammer wurde die T-Kammer der Firma Dr. PYSCHLAU, KG, Freiburg, benutzt in Verbindung mit dem Duplex-Dosimeter. Da die Meßkammer nicht wasserdicht war, wurde sie mit einem Gummifingerhut überzogen. Die T-Kammer wurde gewählt, weil sicherlich nur geringfügige Unterschiede bei den ionometrischen Messungen zu erwarten waren. Da die T-Kammer nur eine Höchstleistung von 300 R aufweist, wurde, um Rekombinationseffekte zu vermeiden, die Dosisleistung des Betatrons erheblich getrimmt. Später wurde dann, als ein Digitalvoltmeter zur Verfügung stand, zur Kontrolle mit der Mikrokammer (Höchstdosisleistung der Mikrokammer = 5000 r/min.) eine Dosiskurve in 2,5 cm Tiefe bei verschiedenen Energien aufgenommen. Aus den ermittelten Duplexsprüngen bzw. Impulsanzeigen des Digitalvoltmeters wurde ein Quotient Duplexdosimetersprünge der T-Kammer dividiert durch Duplexdosimetersprünge der Mikro-

kammer ermittelt (Abb. 8). Wie aus dem Quotient zu ersehen ist, wurden größere Rekombinationseffekte vermieden. Gemessen wurde in einem kubischen Plexiglaswasserphantom mit seitlicher Einstrahlung. Die Plexiglasdicke an der durchstrahlten Stelle betrug 1 mm. An einer eigens für diese Versuchsreihe angefertigten Halterung, die aus zwei metallenen Branchen bestand, zwischen denen der Knochen durch zwei Schrauben fest eingeklemmt war, wurde von oben in das Wasserphantom ein menschlicher Oberschenkelknochen eingebracht, der vorher in Formalin fixiert worden war. Nach Abschluß der Messungen wurde der Knochen an der Stelle, an der sich jeweils die Meßkammermitte befand, durchgesägt. In untenstehender Tabelle sind die durch eine Schublehre ermittelten Knochenabmessungen aufgeführt.

Vordere Wandstärke:	7.15 mm
Hintere Wandstärke:	10.50 mm
Gesamtquerschnitt:	30.70 mm
Durchmesser der Markhöhle:	12.35 mm
Gesamtlänge:	300 mm

Zunächst wurde die Zentralstrahlebene ermittelt. Die Kammermitte wurde in den Zentralstrahl gebracht und am Knochen befestigt. Nun wurden Messungen durchgeführt, bei denen die Position des Knochens variiert wurde. Er wurde einmal der Kammer vorgeschaltet, dann nachgeschaltet und schließlich seitlich gelagert. Außerdem wurden Messungen durchgeführt, bei denen die Meßkammer sich im entmarkten Knochen befand. Neben der Variation der Position des Knochens wurde die Dosisverteilung bei unterschiedlichen MeV-Bereichen untersucht.

ERGEBNISSE

Bei der ersten Messung wurde das Verhalten der Elektronen bei nachgeschaltetem Knochen untersucht. Die Meßkammermitte lag im Zentralstrahl in 5 cm Tiefe dem Knochen auf. Bei den ermittelten Werten (s. Tab. 1) ist zu beachten, daß der Wert der Du-

plexdosimetersprünge jeweils einen Mittelwert darstellt. Beide Kurven (s. Abb. 1) verlaufen annähernd parallel. Bei 20 und 25 MeV ist ein Dosismaximum und zwischen 30 und 35 MeV ein Dosisminimum zu erkennen. Über sämtlichen MeV-Bereichen ist ein Dosiszuwachs zu verzeichnen, der zwischen 25 und 30 MeV am größten ist.

Bei der zweiten Messung wurde die Meßkammer in die Markhöhle des Knochens eingebracht und lag in 25 mm Tiefe im Zentralstrahl. Es zeigt sich hier eine Dosisabnahme (s. Tab. 2) gegenüber der Leermessung in sämtlichen untersuchten Energiebereichen. Beide Kurven (s. Abb. 2) sind ebenfalls annähernd parallel. Ein Dosismaximum ist festzustellen zwischen 25 und 30 MeV, ein Dosisminimum bei 35 MeV.

Bei der dritten Messung wurde der Knochen vorgeschaltet, die Meßkammermitte in 93 mm Tiefe im Zentralstrahl und dem Knochen anliegend lokalisiert und mit Energien von 20 bis 42 MeV bestrahlt. Hier (s. Tab. 3) ist eine Abhängigkeit der Dosis von der Energie der eingestrahlten Elektronen ersichtlich

insofern, als die Dosis kontinuierlich mit der Energie wächst. Bei sämtlichen Energien ist ein Dosisverlust gegenüber den Leermessungen durch den vorgeschalteten Knochen vorhanden, der bei 25 MeV am größten ist. Als typisch gilt auch der flachere Verlauf der 2. Kurve (s. Abb. 3).

Im vierten Fall wurde der Dosisunterschied in Abhängigkeit von der Tiefenlage des Knochens und verschiedener Energiebereiche untersucht. Die Meßkammermitte im Zentralstrahl wiederum und jeweils dem Knochen an seiner Rückseite anliegend befand sich in Tiefen von 4, 6, 8, 10 und 12 cm. Die eingestrahlten Energien betrugen 20, 30 und 42 MeV. Bei der Energie von 20 MeV (s. Tab. 4 und Abb. 4) zeigt sich der in der Literatur beschriebene, für Elektronen typische, glockenförmige Kurvenverlauf, der bei höheren Energien (s. Tab. 5, 6 und Abb. 5, 6) in den hier untersuchten Tiefenbereichen nicht festzustellen ist. Die höheren Energien zeigen annähernd parallelen Kurvenverlauf, die 2. Kurve ist aufgrund des Energieverlustes durch den vorgeschalteten Knochen lediglich in ihrer Reichweite ver-

kürzt. Mit ansteigender Elektronenenergie wird der Dosisabfall zunehmend flacher, wogegen er bei 20 MeV im mittleren Reichweitenbereich noch sehr rasch eintritt.

Bei der fünften und letzten Messung wurden die Dosisverhältnisse seitlich am Knochen untersucht. Die Meßkammermitte befand sich dem Knochen anliegend in 22 mm Tiefe und 15 mm seitlich des Zentralstrahles. Leermessung und die Messung mit Knochen zeigen (s. Tab. 7) mit ansteigender Energie einen Dosiszuwachs, der bei 25 MeV ein Maximum erreicht und dann wieder etwas abnimmt. Während die Kurve der zweiten Messung (s. Abb. 7) bei kleineren Energien steilere Tendenz hat, ist der Kurvenverlauf bei höheren Energien wieder annähernd parallel. Ein maximaler Dosisunterschied ist zwischen 20 und 30 MeV zu verzeichnen.

D I S K U S S I O N

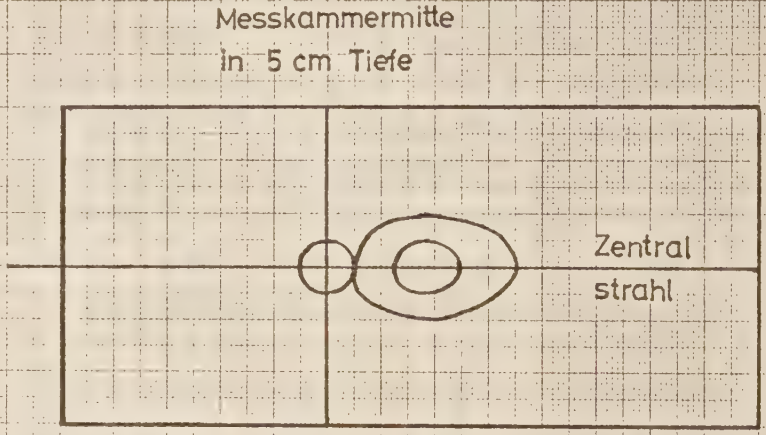
Erwartungsgemäß tritt vor dem Knochen ein Dosiszuwachs ein. Nach BREITLING und VOGEL gilt: Wenn zwei angrenzende Medien sich in der Dichte bzw. in der Ordnungszahl unterscheiden, bewirkt die verstärkte Streuung in dem dichteren Medium eine Verarmung an Elektronen in dessen Randbezirk. Gleichzeitig tritt in dem leichteren bzw. niederatomigen Stoff eine Anreicherung an Elektronen auf. Der Dosiszuwachs bei diesen Messungen bewegt sich zwischen 0,3 % und 2 %, ist also sehr gering. Etwas stärker macht sich die seitliche Streuung bemerkbar. Hier macht die Dosisüberhöhung bei allen Energien recht einheitlich 5 % bis 7 % aus. BREITLING und VOGEL hatten bei ihren Versuchen mit eingelagerten Schwefelstäben Dosisspitzen vor dem Objekt bis 10 % und seitlich bis 5 % gemessen. Dabei muß berücksichtigt werden, daß ihr Schwefelstab sehr oberflächennah in 0,2 cm Tiefe lag, und wie ihre Versuche zeigten, treten Dosisüberhöhungen mit zunehmender Tiefe weniger hervor. Im Knochen (vordere Wandstärke:

7.15 mm, hintere Wandstärke: 10.50 mm, Gesamtquerschnitt: 30.70 mm, Durchmesser der Markhöhle: 12.35 mm) ist der Dosisverlust bei Werten zwischen 0,6 % und 2,5 % ebenfalls sehr gering und weitgehend unabhängig von der Energie. WERNER und v. d. DECKEN hatten bei ihren Messungen im Sacralkanal bei 15 MeV keine Dosisunterschiede festgestellt. Auffällig ist bei den Messungen, die vor dem Knochen, im Knochen und seitlich an dem Knochen durchgeführt wurden, daß Maximaldosen zwischen 20 und 30 MeV auftreten. Die Messungen hinter dem Knochen lassen die von verschiedenen Autoren mitgeteilte Verminderung der Reichweite erkennen. Dabei nimmt die Absorption durch den Knochen mit steigender Energie ab.

Z U S A M M E N F A S S U N G

Mit schnellen Elektronen wurde ein menschlicher Oberschenkelknochen bestrahlt. Dabei wurde die Position des Knochens und die Elektronenenergie variiert. Die Meßergebnisse wurden tabellarisch erfaßt und die zugehörigen Kurven aufgezeichnet. Bei mittleren Elektronenenergien zwischen 20 und 30 MeV fand sich sowohl im Halbtiefen- wie im Tiefenbereich ein Maximum an Dosisverlust.

Tab. 1 Messung vor dem Knochen

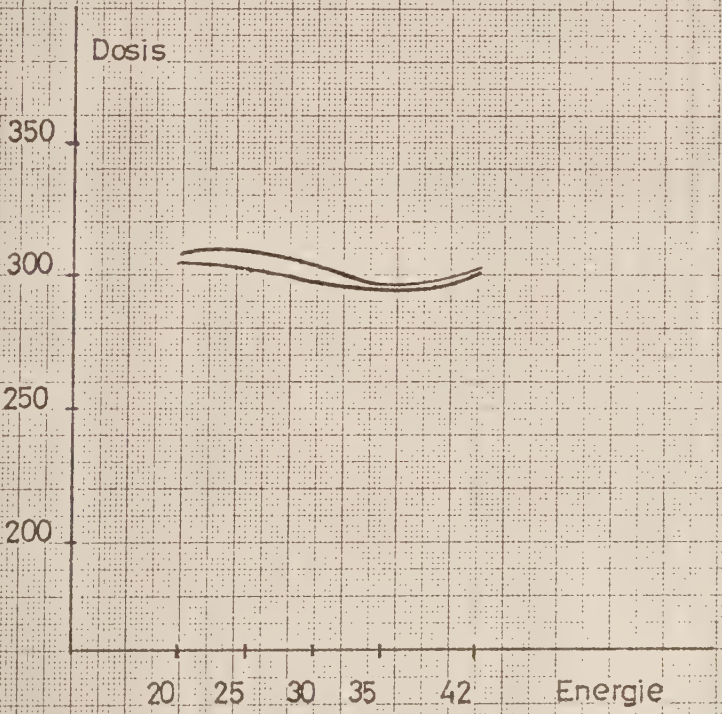


MeV e^-	Folie	Feldgrösse in cm	Dosimetersprünge Leer	Knochen	ΔD	%	Monitor
42	5	16 X 16	300	302	2	0.6	53
35	4	"	294	295	1	0.3	52
25	3	"	301	307	6	2.0	53
20	3	"	304	306	2	0.6	55

Abb. 1 Messung vor dem Knochen

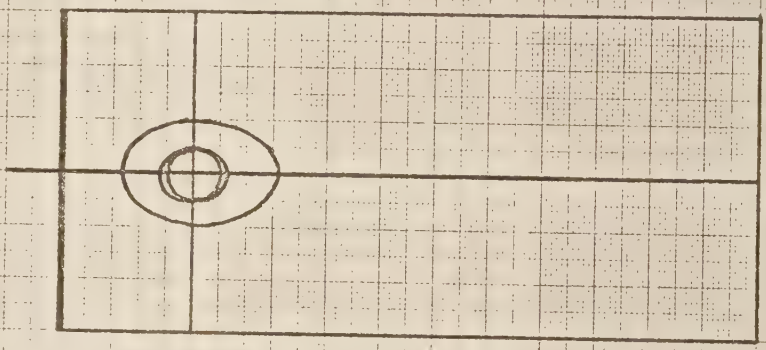
Lage des Knochens constant

Energie variabel



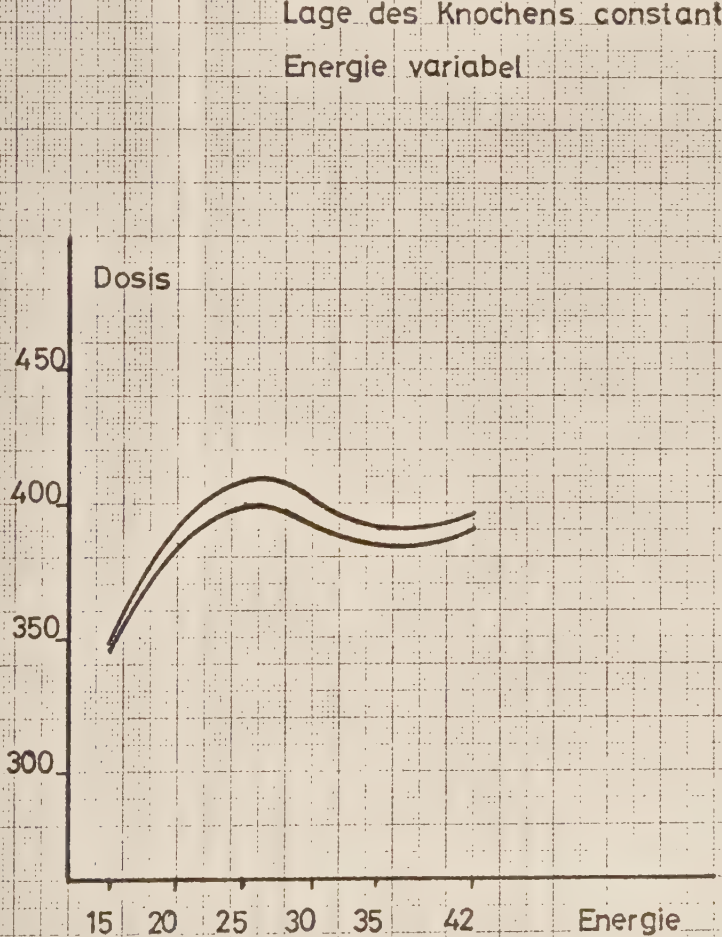
Tab. 2 Messung im Knochen

Messkammermitte
in 2.5 cm Tiefe

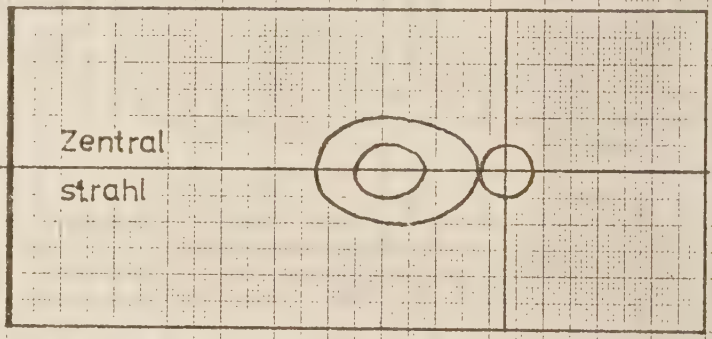


MeV e^-	Folie	Feldgrösse in cm	Dosimetersprünge Leer	Knochen	ΔD	%	Monitor
42	5	16 X 16	396	390	6	1.5	50
35	4	"	390	384	6	1.5	"
30	3	"	402	392	10	2.5	"
25	3	"	409	400	9	2.2	"
20	3	"	391	385	6	1.5	"
15	3	"	348	346	2	0.6	"

Abb. 2 Messung im Knochen

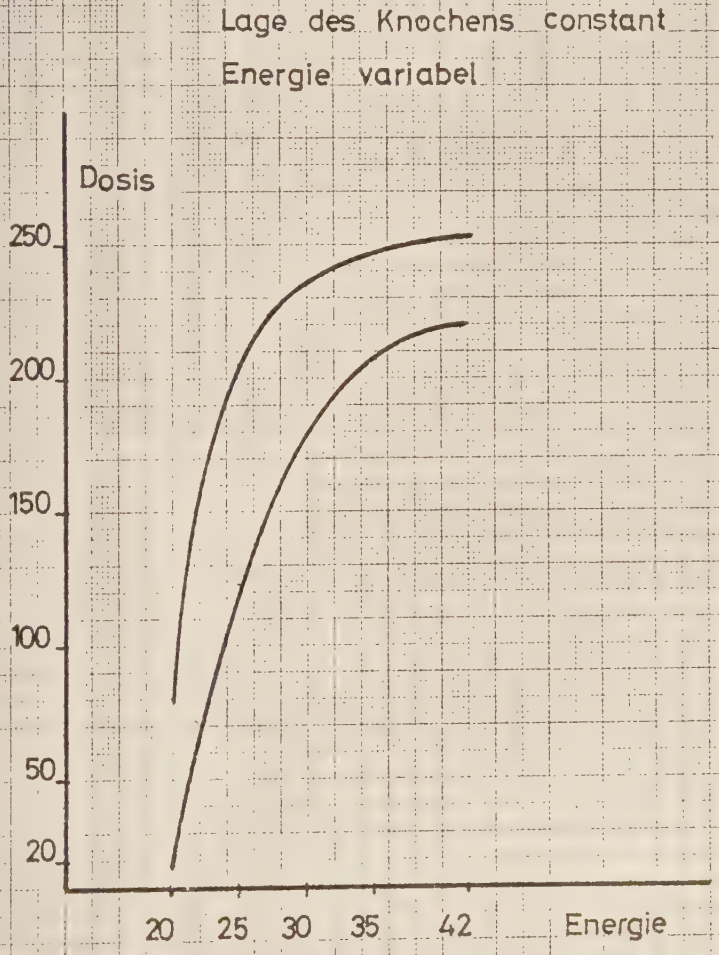


Tab. 3 Messung hinter dem Knochen



MeV e^-	Folie	Feldgrösse in cm	Dosimetersprünge Leer	Knochen	ΔD	%	Monitor
42	5	16 X 16	253	220	33	13	53
35	4	"	244	207	37	15	52
30	3	"	236	179	57	24	49
25	3	"	205	123	83	40	53
20	3	"	80	19	61	75	55

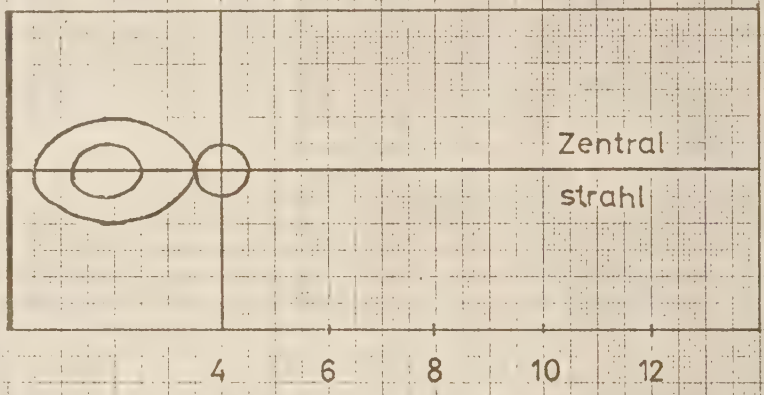
Abb. 3 Messung hinter dem Knochen



Tab. 4 Messung hinter dem Knochen

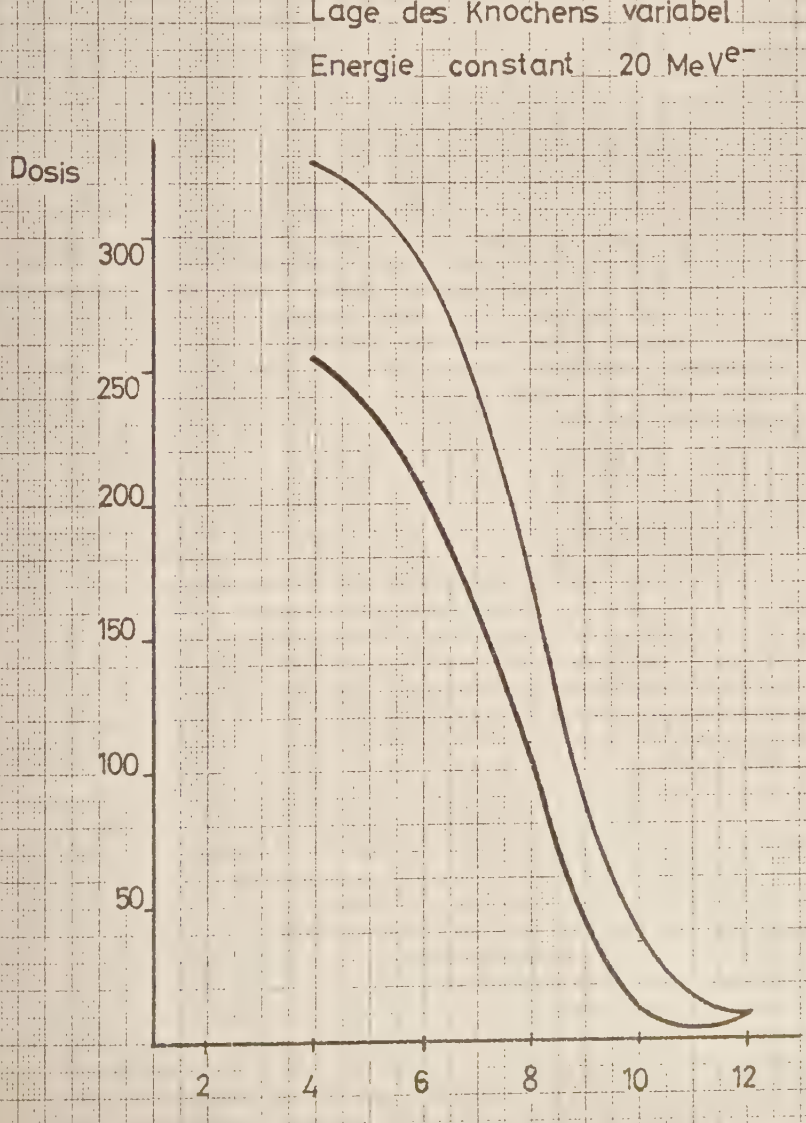
Energie constant 20 MeV^{e-}

Messkammermitte



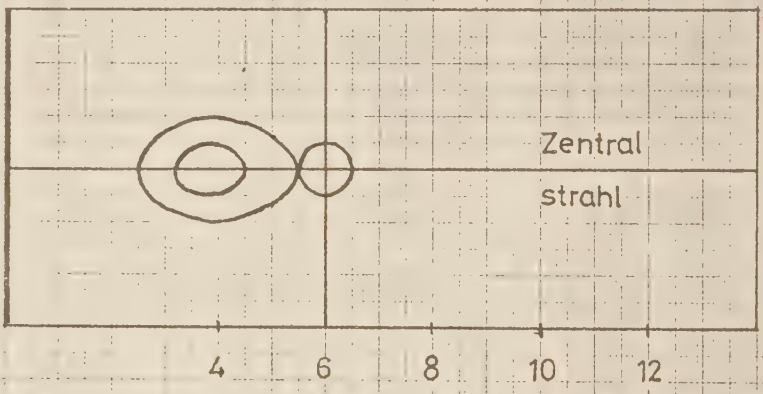
Tiefe in cm	Folie	Feldgrösse in cm	Dosimetersprünge Leer	Knochen	ΔD	%	Monitor
4	3	16 X 16	328	255	73	22	50
6	"	"	290	208	82	28	"
8	"	"	180	110	70	39	"
10	"	"	36	10	26	72	"
12	"	"	8	8	0	0	"

Abb. 4 Messung hinter dem Knochen



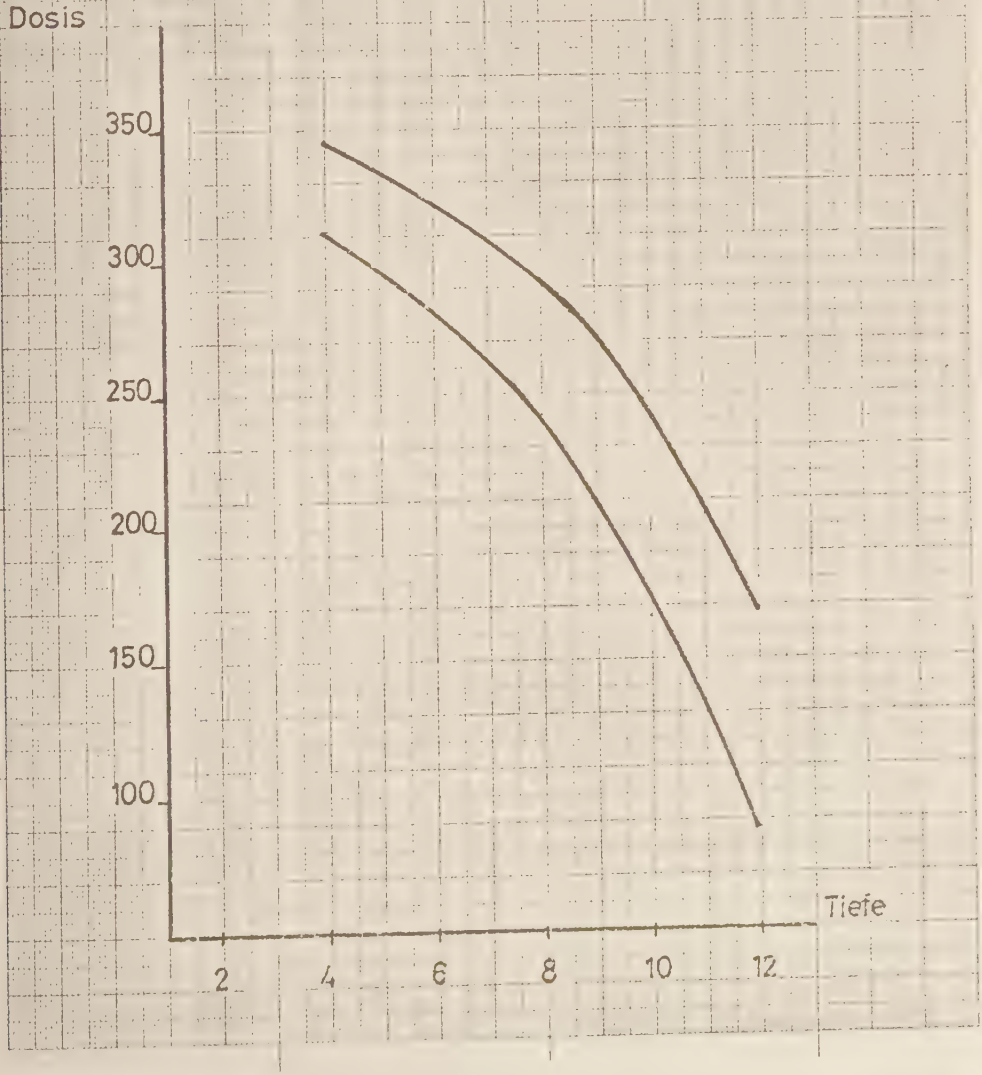
Tab. 5 Messung hinter dem Knochen

Energie constant 30 MeV $^{e-}$



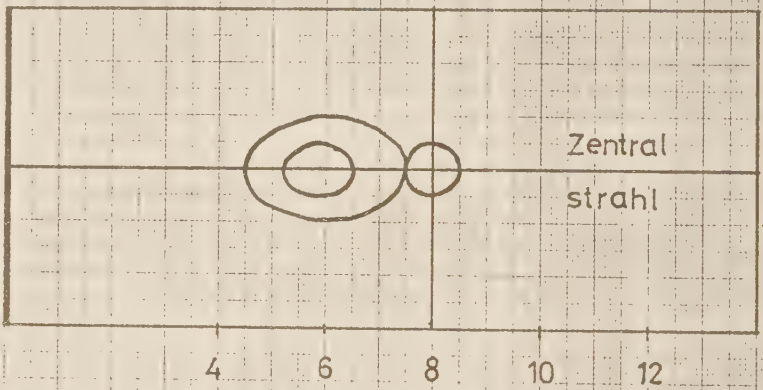
Tiefe in cm	Folie	Feldgrösse in cm	Dosimetersprünge Leer	Knochen	ΔD	%	Monitor
4	3	16 X 16	346	312	34	9.8	50
6	"	"	321	280	41	13	"
8	"	"	293	242	51	17	"
10	"	"	243	166	77	32	"
12	"	"	169	87	82	49	"

Abb. 5 Messung hinter dem Knochen



Tab. 6 Messung hinter dem Knochen

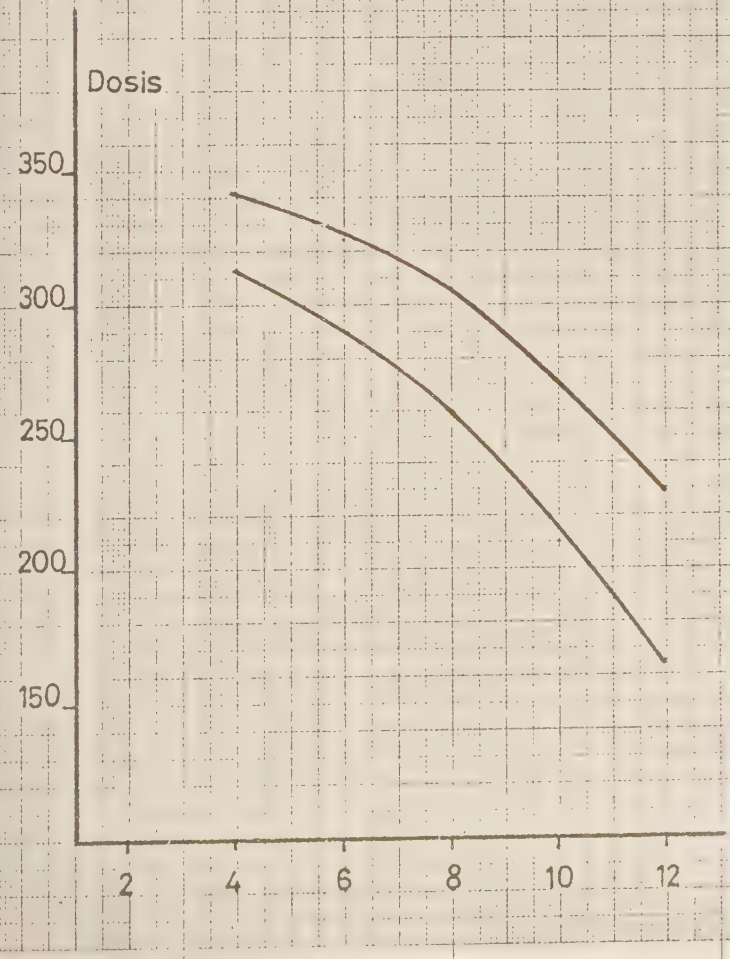
Energie constant 42 MeV e^-



Tiefe in cm	Folie	Feldgrösse in cm	Dosimetersprünge Leer	Knochen	ΔD	%	Monitor
4	5	16 X 16	342	313	29	9	50
6	"	"	324	290	34	11	"
8	"	"	306	260	46	15	"
10	"	"	270	210	60	22	"
12	"	"	230	165	65	28	"

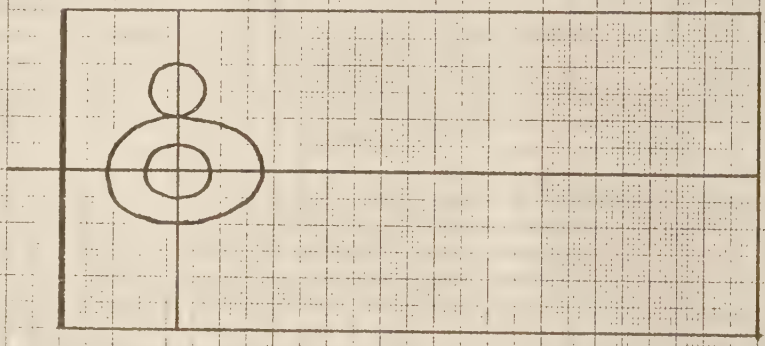
Abb. 6 Messung hinter dem Knochen

Lage des Knochens variabel
Energie constant 42 MeV e^-



Tab. 7 Messung seitlich am Knochen

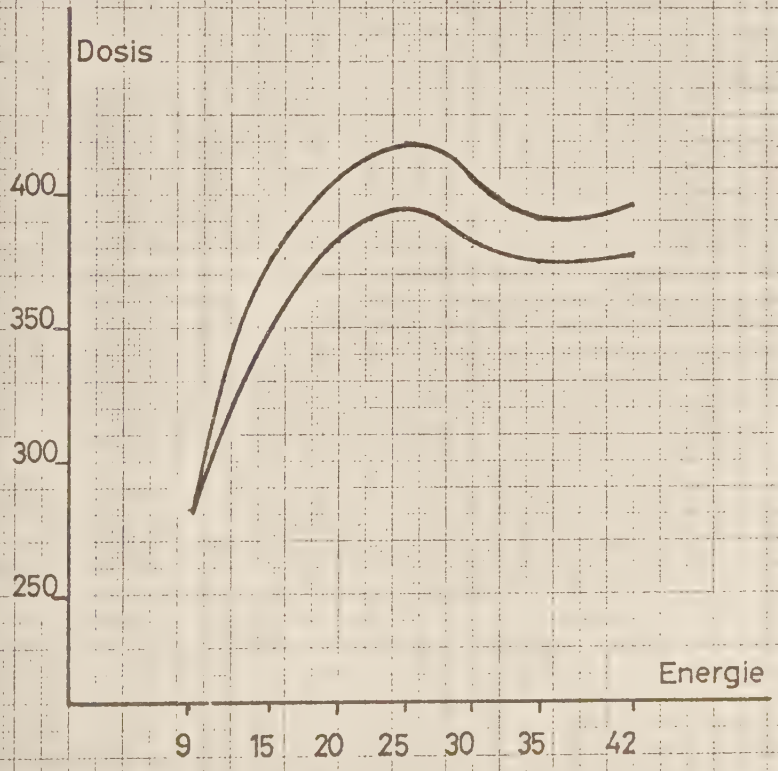
Messkammermitte in 22 mm Tiefe
und 15 mm seitlich des Zentralstrahles



MeV $^{e-}$	Folie	Feldgrösse in cm	Dosimetersprünge Leer	Knochen	ΔD	%	Monitor
42	5	16 X 16	376	396	20	5	50
35	4	"	374	390	16	4	"
30	3	"	380	406	26	6	"
25	3	"	394	420	26	6	"
20	3	"	382	406	24	6	"
15	3	"	350	376	26	7	"
9	3	"	282	282	0	0	"

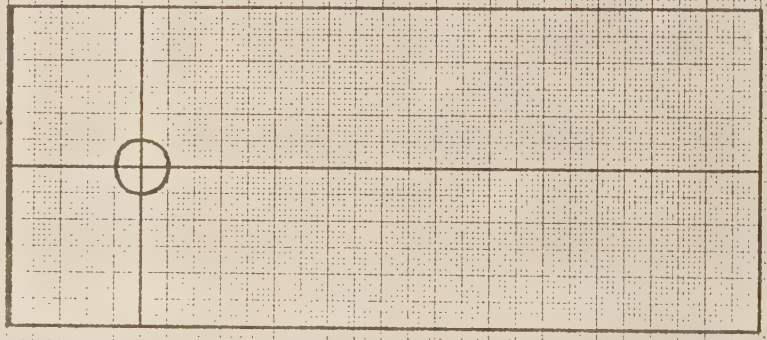
Abb. 7 Messung seitlich am Knochen

Lage des Knochens constant
Energie variabel



Tab. 8 Kontrollmessung

Messkammermitte
in 2.5 cm Tiefe



MeV e^-	Folie	Feldgrösse in cm	Dosimetersprünge Mikrokammer	T-Kammer	Quotient	Monitor
15	3	16 X 16	23.450	348	14.8	50
20	"	"	26.354	391	14.8	"
25	"	"	27.625	409	14.8	"
30	"	"	27.932	402	14.7	"

LITERATURVERZEICHNIS

1. BODE, H. G., PAUL, W. und SCHUBERT, G.: Elektronentherapie menschlicher Hautkarzinome mit einem Betatron von 6 Millionen Elektronenvolt. Strahlentherapie 81, (1950): 251-266

2. BREITLING, G.: Übergangseffekte bei schnellen Elektronenstrahlen. Z. Phys. 149, (1957): 180-198

3. BREITLING, G. und VOGEL, K. H.: Dosisverteilung bei der Bestrahlung inhomogener Medien mit schnellen Elektronen. Strahlentherapie 122, (1963): 321-340

4. DEBOIS, J. M. and de ROO, M.: Experimental demonstration of the influence of bone on Dose Distribution in Radiotherapy. Radiology 92, (1969): 1-10 und 49

5. DUTREIX, A. DUTREIX, J. et TUBIANA, M.: Etude de la réduction des doses dernière un écran osseux. Ann. radiol. 2, (1959): 389-397

6. GREENE, D. and STEWART, J. G.: Isodose curves in non uniform Phantoms. Brit. J. Radiol. 38, (1965): 378-385

7. GUND, K. und BERGER, H.: Die 15-MeV-Elektronenschleuder für medizinische Anwendung der Siemens-Reiniger-Werke. Strahlentherapie 92, (1953): 489-505

8. HAAS, L. L. and SANDBERG, G. H.: Modifications of the depth close nerves of various radiations by interposed bone. Brit. J. Radiol. 30, (1957): 19-26

9. HAAS, L. L. and SANDBERG, G. H.: Modifications of depth dose curves of high energy X-ray and electron beams by interposed bone. Radiology 66, (1956): 102-104

10. KERST, D. W.: Acceleration of electrons by magnetic induction. Phys. Rev. 60, (1941): 47-53

11. KROKOWSKI, E.: Die Absorption von Röntgenstrahlen im Knochen. Fortschr. Röntgenstr. 91, (1959): 76-84

12. LOBODZIEC, W., LUBAS, B. und NEUMANN, H.: Über den Einfluß der Absorption von Röntgen- und Gammastrahlen in Knochen auf die Dosisverteilung in inhomogenen Medien. Strahlentherapie 129, (1966): 220-225

13. LOEVINGER, R., KARZMARK, C. J. and WEISSBLUTH, M.: Radiation therapy with high energy electrons I. Physical considerations, 10-60 MeV. B. L. Report 17, Stanford Univ., 1961

14. MARKUS, B.: Ionisationsdosimetrie und Dosisverteilung schneller Elektronen im Knochengewebe. Strahlentherapie 113, (1960): 379-393

15. POHLIT, W.: Dosisverteilung in inhomogenen Medien bei Bestrahlungen mit schnellen Elektronen. Fortschr. Röntgenstr. 93, (1960): 631-641

16. SCHUMACHER, W.: Zweijährige klinische Beobachtungen bei der Anwendung schneller Elektronen des 35-MeV-Betatron. Strahlentherapie, Sonderband 61, (1965): 74-81

17. SCHWAB, W., WERNER, K. und KAESS, H.: Erfahrungen bei der Behandlung maligner Nebenhöhlengeschwülste. Strahlentherapie 101, (1956): 227-240

18. SPIERS, F. W.: Dosage in irradiated soft tissue and bone. Brit. J. Radiol. 24, (1951): 365-370

19. STEENBECK, M.: Zit. nach Scheer, K. E.: Geräte und Konstruktionsmerkmale, in: Die Supervolttherapie, Georg Thieme Verlag, Stuttgart 1961

20. UNNEWEHR, F. und ZEH, H.: Dosismessung nach 17 MeV-Betatronbestrahlung am menschlichen Körper (Leichenmessungen). Strahlentherapie 137, (1969): 14-17

21. VOGEL, K. H.: Untersuchungen über das Verhalten schneller Elektronen unter dem Gesichtspunkt strahlentherapeutischer Erfordernisse. III. Teil: Verhalten schneller Elektronen beim Auftreffen auf gekrümmte und gemuldete Oberfläche. Strahlentherapie 138, (1969): 398-403

22. WACHSMANN, F.: Ausblick auf die Anwendungsmöglichkeiten der Elektronenschleuder in der Medizin. Strahlentherapie 76, (1947): 371-383

23. WERNER, K. und v. d. DECKEN, C. B.: Über die Möglichkeit der Bestrahlung von Tumoren des zentralen Nervensystems mit schnellen Elektronen. Strahlentherapie 98, (1955): 420-422

24. WIDEROE, R.: Über ein neues Prinzip zur Herstellung hoher Spannungen. Arch. Elektrotechn. 21, (1928): 387-406

25. ZATZ, L. M., van ESSEN, C. F. and KAPLAN, H. S.: Radiation therapy with high energy electrons. II. Clinical experience, 10-40 MeV. B. L. Report 17, Stanford University, 1961

D A N K S A G U N G

Ich danke Herrn Professor Dr. med. Sommer für die freundliche Überlassung des Themas. Ebenso danke ich Herrn Dr. med. Schmidt-Hermes für die Hilfe, die er mir bei der Arbeit zuteil werden ließ.

L e b e n s l a u f

Am 8. Januar 1943 wurde ich, Rudolf Kiefer, Sohn des Bergbauingenieurs Alfons Kiefer und seiner Ehefrau Bernardine, geb. Werner, in Püttlingen (Saar) geboren.

Ich besuchte von 1949 bis 1953 die Volksschule. Im Herbst 1953 wurde ich in das Realgymnasium Völklingen aufgenommen, wo ich am 7.3.1963 das Abitur bestand.

Von 1963 bis 1964 studierte ich an der Universität des Saarlandes zwei Semester Rechtswissenschaft, vom Sommersemester 1964 an Medizin. Am 12.5.1965 bestand ich den naturwissenschaftlichen Teil der ärztlichen Vorprüfung, am 8.4.1967 das Physikum. Die ärztliche Prüfung legte ich am 13.7.1970 ab. Ich erhielt am 31.8.1971 die Approbation.

Seit dem 1.9.1971 arbeite ich als Assistenzarzt auf der Chirurgischen Abteilung des St. Michaels-Krankenhauses in Völklingen.